



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: 10085363 A

(43) Date of publication of application: 07 . 04 . 98

(51) Int. Cl.

A63B 24/00
A63B 22/06
A63B 23/04

(21) Application number: 08246195

(22) Date of filing: 18 . 09 . 96

(71) Applicant: NIPPON COLIN CO LTD

(72) Inventor: TAKAYA MASAMI

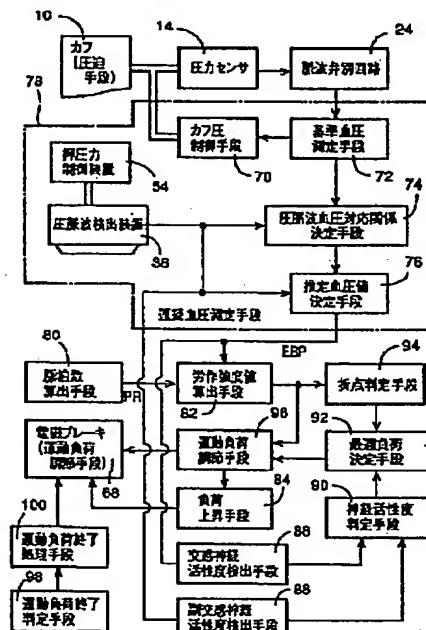
(54) CONTROLLER FOR MOTION LOADING DEVICE

(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a such controller for a motion loading device that surely determines the optimum load for the motion of every living body, in the motion of lining bodys.

SOLUTION: In the process where a motion load imparted to a living body is increased by a load up means 84, with the activity of the sympathetic nerve judged to be superior to that of the para-sympathetic nerve by a nerve activity judging means 90, the optimum load is determined based on the load of the living body then, namely, reversal motion load of the nerve activity, by an optimum load determining means 92. In other words, in the motion of the living body using an ergometer, the load is surely determined that is optimum for each living body. In addition, the load of the ergometer is controlled by a motion load adjusting means 96 so that the optimum load is given to the living body.

COPYRIGHT: (C)1998,JPO



(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-85363

(43)公開日 平成10年(1998)4月7日

(51)Int.Cl.⁶
A 6 3 B 24/00
22/06
23/04

識別記号

F I
A 6 3 B 24/00
22/06
23/04

J
A

審査請求 未請求 請求項の数 5 O.L (全 13 頁)

(21)出願番号 特願平8-246195

(22)出願日 平成8年(1996)9月18日

(71)出願人 390014362
日本コーリン株式会社
愛知県小牧市林2007番1

(72)発明者 高屋 正美
愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株
式会社内

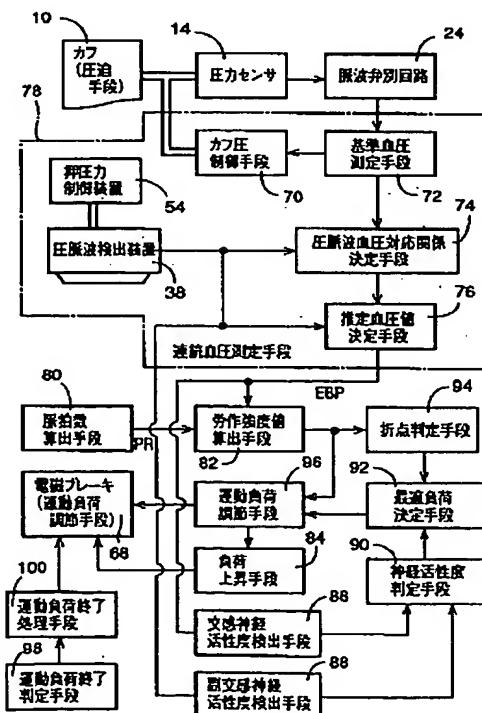
(74)代理人 弁理士 池田 治幸 (外2名)

(54)【発明の名称】 運動負荷装置の制御装置

(57)【要約】

【課題】 生体の運動に際してその生体毎の最適負荷を確実に決定することができる運動負荷装置の制御装置を提供する。

【解決手段】 負荷上昇手段84により生体に付与される運動負荷が増加させられる過程で、神経活性度判定手段90により副交感神経の活性度に対して交感神経の活性度が優位となったと判定されると、最適負荷決定手段92により、そのときの生体の負荷すなわち神経活性度反転運動負荷 $P_R P_M$ に基づいて最適負荷 $P_R P_M$ が決定される。すなわち、エルゴメータ6を用いた生体の運動に際して、その生体毎の最適な負荷が確実に決定される。そして、運動負荷調節手段96によってその最適負荷 $P_R P_M$ が生体に与えられるようにエルゴメータ6の負荷が制御される。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の運動に関連して機械的に作動させられる運動負荷装置において、該生体に最適負荷が付与されるように該運動負荷装置の負荷を調節する制御装置であって、

前記生体に付与される運動負荷を増加させる負荷上昇手段と、

前記生体の交感神経の活性度を検出する交感神経活性度検出手段と、

前記生体の副交感神経の活性度を検出する副交感神経活性度検出手段と、

前記負荷上昇手段により前記生体に付与される運動負荷が増加させられる過程で前記副交感神経の活性度に対して前記交感神経の活性度が優位となったか否かを判定する神経活性度判定手段と、

該神経活性度判定手段によって前記副交感神経の活性度に対して前記交感神経の活性度が優位となったと判定されたときの神経活性度反転運動負荷に基づいて前記最適負荷を決定する最適負荷決定手段とを、含むことを特徴とする運動負荷装置の制御装置。

【請求項2】 前記生体の血圧値および脈拍数の積である労作強度値を算出する労作強度値算出手段と、折点運動負荷を決定するために、前記負荷上昇手段による負荷の上昇に伴う前記労作強度値の増加の折点を判定する折点判定手段とを含み、

前記最適負荷決定手段は、前記神経活性度反転運動負荷と該折点運動負荷とにに基づいて前記最適負荷を決定するものである請求項1の運動負荷装置の制御装置。

【請求項3】 前記最適負荷決定手段は、前記神経活性度反転運動負荷と前記折点運動負荷との平均値から前記最適負荷を決定するものである請求項2の運動負荷装置の制御装置。

【請求項4】 前記最適負荷決定手段により最適負荷が決定されると、前記初期負荷上昇手段による負荷の上昇を停止させ、該最適負荷に実際の運動負荷が追従するよう前記運動負荷装置の負荷を調節する運動負荷調節手段を、含む請求項1乃至3のいずれかの運動負荷装置の制御装置。

【請求項5】 前記交感神経活性度検出手段は、前記生体の血圧値変動の周波数成分のうち該生体の呼吸周波数よりも充分に低い周波数帯の低周波帯信号強度を検出するものであり、前記副交感神経活性度検出手段は、前記生体の脈拍周期変動の周波数成分のうち該生体の呼吸周波数を含む周波数帯の呼吸周波帯信号強度を検出するものであり、前記神経活性度判定手段は、該低周波帯信号強度と呼吸周波帯信号強度との積が最小となったときに、副交感神経の活性度に対して交感神経の活性度が優位となったと判定するものである請求項1乃至4のいずれかの運動負荷装置の制御装置。

【発明の詳細な説明】

2

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、生体に運動負荷を付与する運動負荷装置の制御装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 エルゴメータ、トレッドミルなど、生体の運動に関連して機械的に作動させられることにより生体に負荷を与える運動負荷装置が知られている。運動療法などのためにそのような運動負荷装置を用いて生体に運動負荷を与えるに際しては、たとえばワット数などによって表される運動負荷装置の負荷、負荷の大きさに応じて生体に現れる心(脈)拍数、血圧値、心拍数と最高血圧値との積であるダブルプロダクト値 (PRP : Pressure Rate Product)などの運動負荷の大きさが運動処方により生体の特質に応じて決定され、その決定された大きさ運動負荷を維持させる運動を所定時間継続することが行われていた。

【0003】 このため、従来の運動負荷装置の制御装置では、たとえば運動負荷装置の重さすなわち生体の仕事量の目標ワット数およびその維持時間、或いは生体の最大心拍数に対して所定割合の目標心拍数およびその維持時間が生体毎に予め設定され、上記目標ワット数と運動負荷装置で消費された実際のワットと一致するように、或いは上記目標心(脈)拍数と生体の実際のワット数とが一致するように運動負荷装置の負荷が制御され、それが所定の維持時間継続されるようになっているのである。

【0004】 ところで、有酸素運動から無酸素運動へ切り換わるとき、たとえば代謝性アシドーシスおよびそれに伴うガス交換の変化が起こる直前の運動強度レベルと定義されるAT (無酸素性作業閾値: Anaerobic Threshold) ポイントでの運動負荷の大きさが、生体の運動の効率を高めるために最適運動負荷として考えられている。このため、たとえば特公公7-38885号公報に記載されているように、時間とともに増加する負荷を生体に与える過程で、それと共に増加する生体情報(心拍数、血圧値、心拍数と血圧値との積であるダブルプロダクト値など)の変曲点が発生したときの負荷の値をその生体におけるATポイントでの負荷すなわち筋持久力測定値(最適負荷)として測定する方法が提案されている。

【0005】

【発明が解決すべき課題】 しかしながら、時間とともに増加する負荷を生体に与える過程でそれとともに増加する生体情報の変曲点の発生時の負荷を決定する上記従来の方法を用いると、実際には、生体情報の増加曲線において変曲点が存在しないか或いは明確な変曲点を見い出し難い場合が多く、必ずしもATポイントでの負荷すなわち最適負荷を決定することができない。特に、生体情報に含まれるノイズが多い場合はそのような不都合が顕著である。

【0006】本発明は以上の事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、生体の運動に際してその生体毎の最適負荷を確実に決定することができる運動負荷装置の制御装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するための本発明の要旨とするところは、生体の運動に関連して機械的に作動させられる運動負荷装置において、その生体に最適負荷が付与されるようにその運動負荷装置の負荷を調節する制御装置であって、(a) 前記生体に付与される運動負荷を増加させる負荷上昇手段と、(b) 前記生体の副交感神経の活性度を検出する副交感神経活性度検出手段と、(c) 前記生体の交感神経の活性度を検出する交感神経活性度検出手段と、(d) 前記負荷上昇手段により前記生体に付与される運動負荷が増加させられる過程で前記副交感神経の活性度に対して前記交感神経の活性度が優位となったか否かを判定する神経活性度判定手段と、(d) その神経活性度判定手段により前記副交感神経の活性度に対して前記交感神経の活性度が優位となったと判定されたときの神経活性度反転運動負荷に基づいて前記最適負荷を決定する最適負荷決定手段とを、含むことにある。

【0008】

【発明の効果】このようにすれば、負荷上昇手段により前記生体に付与される運動負荷が増加させられる過程で、前記神経活性度判定手段により前記副交感神経の活性度に対して前記交感神経の活性度が優位となったと判定されると、最適負荷決定手段により、そのときの生体の負荷すなわち神経活性度反転運動負荷に基づいて最適負荷が決定される。そして、この最適負荷が自動設定あるいは手動設定されることによってその最適負荷が生体に与えられるように前記運動負荷装置の負荷が制御される。すなわち、運動負荷装置を用いた生体の運動に際して、その生体毎の最適負荷が確実に決定される。

【0009】

【発明の他の態様】ここで、好適には、前記生体の血圧値および脈拍数の積である労作強度値を算出する労作強度値算出手段と、折点運動負荷を決定するために前記負荷上昇手段による生体の負荷上昇に伴う前記労作強度値の増加の折点を判定する折点判定手段とを含み、前記最適負荷決定手段は、前記神経活性度反転運動負荷と上記折点運動負荷とに基づいて前記最適負荷を決定するものである。また、好適には、上記最適負荷決定手段は、前記神経活性度反転運動負荷と前記折点運動負荷との平均値を算出し、その平均値から前記最適負荷を決定するものである。このようにすれば、神経活性度反転運動負荷から最適負荷を決定する場合に比較して、最適負荷の算出精度が高められ、運動の効率が一層高められる。

【0010】また、好適には、前記最適負荷決定手段により最適負荷が決定されると、前記初期負荷上昇手段に

より負荷の上昇を停止させ、その最適負荷に実際の運動負荷が追従するように前記運動負荷装置の負荷を調節する運動負荷調節手段が、さらに含まれる。このようにすれば、個々の生体に最大まで負荷を与えることがないので、生体の運動の実行毎に、生体にそれほど負担を強いることなく最適負荷が決定される利点がある。特に、疾患有する生体に対しても運動負荷療法が可能となるとともに、その日の体調に適合した最適負荷で無酸素運動の初期或いは有酸素運動の最大強度で運動が可能となる。

【0011】また、好適には、前記交感神経活性度検出手段は、前記生体の血圧値変動の周波数成分のうちその生体の呼吸周波数よりも充分に低い周波数帯の低周波帯信号強度を検出するものであり、前記副交感神経活性度検出手段は、前記生体の脈拍周期変動の周波数成分のうちその生体の呼吸周波数を含む周波数帯の呼吸周波帯信号強度を検出するものであり、前記神経活性度判定手段は、上記の低周波帯信号強度と呼吸周波帯信号強度との積が最小となったときに、副交感神経の活性度に対して交感神経の活性度が優位となったと判定するものである。このようにすれば、最適負荷の決定が確実に行われる利点がある。

【0012】また、好適には、前記負荷上昇手段は、前記生体に対する負荷を所定の速度で連続的に上昇させるものである。このようにすれば、生体の運動期間の初期区間において前記生体に付与する負荷が予め設定された速度で時間の経過に伴って増加させられるので、段階的に上昇させられる場合に比較して、負荷の段階的に上昇に対応する労作強度の段階的上昇がなく、折点の判定が容易となる利点がある。

【0013】また、好適には、前記負荷上昇手段は、前記生体に対する負荷を、所定の上昇幅で上昇させた後にその値を所定期間維持することを繰り返しながら段階的に上昇させるものである。このようにすれば、生体に対する負荷が一定であるときに折点が判定されるので、生体の反応に起因する労作強度の遅れが少なくなる利点がある。

【0014】

【発明の好適な実施の態様】以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。図1は、本発明が適用された運動負荷装置の制御装置の構成を説明する図であり、運動負荷装置として機能するよく知られたエルゴメータ6と、血圧監視装置8とを備えている。

【0015】上記血圧監視装置8は、ゴム製袋を布製袋状袋内に有してたとえば患者の上腕部12に巻回されるカフ10と、このカフ10に配管20を介してそれぞれ接続された圧力センサ14、切換弁16、および空気ポンプ18とを備えている。この切換弁16は、カフ10内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ10内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ10内を急

速に排圧する急速排圧状態の3つの状態に切り換えられるように構成されている。

【0016】圧力センサ14は、カフ10内の圧力を検出してその圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路22および脈波弁別回路24にそれぞれ供給する。静圧弁別回路22はローパスフィルタを備え、圧力信号SPに含まれる定常的な圧力すなわちカフ圧を表すカフ圧信号SKを弁別してそのカフ圧信号SKをA/D変換器26を介して電子制御装置28へ供給する。

【0017】上記脈波弁別回路24はバンドパスフィルタを備え、圧力信号SPの振動成分である脈波信号SM₁を周波数的に弁別してその脈波信号SM₁をA/D変換器29を介して電子制御装置28へ供給する。この脈波信号SM₁が表すカフ脈波は、患者の心拍に同期して図示しない上腕動脈から発生してカフ10に伝達される圧力振動波である。

【0018】上記電子制御装置28は、CPU30, ROM32, RAM34, および図示しないI/Oポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU30は、ROM32に予め記憶されたプログラムに従ってRAM34の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/Oポートから駆動信号を出力して切換弁16および空気ポンプ18を制御し、表示器36の表示内容を制御する。

【0019】圧脈波検出装置38は、図2に詳しく示すように、前記カフ10が装着された患者の上腕部12の動脈下流側の部位、たとえば手首において、容器状を成すハウジング44の開口端が表皮40に対向する状態で装着バンド42により手首42に着脱可能に取り付けられるようになっている。圧脈波検出装置38では、ハウジング44の内部には、ダイヤフラム46に固定された押圧部材50が相対移動可能かつハウジング44の開口端からの突出し可能に設けられており、これらハウジング44およびダイヤフラム46等によって圧力室45が形成されている。この圧力室45内には、空気ポンプ56から調圧弁58を経て圧力エアが供給されるようになっており、これにより、押圧部座時50は圧力室48内の圧力に応じた押圧力P_{HDP}で表皮40の直下の撓骨動脈48に向かって押圧される。

【0020】上記押圧部材(圧脈波センサ)50は、たとえば、単結晶シリコン等から成る半導体チップの平坦な押圧面51に多数の半導体感圧素子(図示せず)が撓骨動脈48と直交する方向にたとえば0.2mm程度の間隔で配列されて構成されており、手首の表皮40の直下の撓骨動脈48に向かってその撓骨動脈48の管壁の一部が平坦となるまで押圧されることにより、撓骨動脈48から表皮40を介して伝達される圧力振動波すなわち圧脈波を1拍毎に検出し、その圧脈波を表す圧脈波信号SM₂をA/D変換器58を介して電子制御装置28へ供給する。

【0021】また、前記電子制御装置28のCPU30は、ROM32に予め記憶されたプログラムに従って、空気ポンプ56および調圧弁58へ駆動信号を出し、圧力室45内の圧力すなわち押圧部材50の表皮に対する押圧力を、撓骨動脈48の管壁の一部が平坦となる最適押圧値P_{HDP}を決定し且つその値を保持するように調節する。すなわち、生体の連続血圧監視に際しては、圧力室45内の圧力変化過程で逐次得られる圧脈波に基づいて押圧部材50の最適押圧力P_{HDP}が決定され、押圧部材50の最適押圧力P_{HDP}を維持するように調圧弁52が制御される。

【0022】設定器60は、たとえばキーボードを含むものであり、手動操作によって入力された補正值、運動期間などの設定値を電子制御装置28へ出力する。また、時計回路62は、圧脈波、血圧値などの検出時刻を記録するため、或いは運動期間開始時の時刻を記録し且つその運動期間の終了を判定するために現在時刻を電子制御装置28へ出力するものである。

【0023】エルゴメータ6は、生体の運動に関連して駆動される運動機構すなわち運動負荷装置であって、生体により回転駆動されるペダル64と、そのペダル64とチェーン66を介して作動的に連結された電磁ブレーキ68とを備えている。この電磁ブレーキ68は、たとえば回転円板に発生させる渦電流の大きさを調節することによって回転抵抗を制御したり、或いは回転コイルに誘導される発電電流の大きさを調節することによって回転抵抗を制御したりする。この電磁ブレーキ68は、上記運動機構の作動状態を変化させることにより、運動中の生体に荷せられる負荷を変化させる運動負荷調節手段として機能している。

【0024】図3は、上記運動負荷装置を制御する電子制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図において、カフ圧制御手段70は、たとえば図4に示す圧脈波血圧対応関係の決定のために、連続血圧測定に先立って、すなわち上記エルゴメータ6の使用に先立って起動させられる血圧測定手段72の測定期間において、カフ10の圧迫圧力をよく知られた測定手順に従って変化させる。たとえば、カフ圧制御手段70は、生体の最高血圧よりも高い180mmHg程度に予め設定された昇圧目標値までカフ10の圧迫圧力を急速昇圧させた後、血圧決定アルゴリズムが実行される測定区間において3mmHg/sec程度の速度で緩やかに降圧させ、血圧測定が完了するとカフ10の圧迫圧力を解放させる。

【0025】基準血圧測定手段72は、初期負荷上昇手段84による負荷上昇や運動負荷制御手段96による運動負荷制御に先立つ上記測定区間において、カフ10の圧迫圧力が緩やかに降圧させられる過程でカフ10の圧力振動として発生したカフ脈波の大きさの変化に基づいて、よく知られたオシロメトリック法により生体の最高血圧値B P_{SYS}、平均血圧値B P_{MEAN}、最低血圧値B P

P_{DIA} をそれぞれ測定し、表示器 3 6 に表示させる。

【0026】圧脈波血圧対応関係決定手段 7 4 は、初期負荷上昇手段 8 4 による負荷上昇や運動負荷制御手段 9 6 による運動負荷制御に先立って、基準血圧測定手段 7 2 により血圧値が測定されると、圧脈波検出装置 3 8 により検出された圧脈波の大きさ P_M の下ピーク値 P_{Mmin} および上ピーク値 P_{Mmax} と、その基準血圧測定手段 7 2 により測定された血圧値 B_P (最高血圧値 B_P_{sys} 、最低血圧値 B_P_{DIA}) との間の圧脈波血圧対応関係を、所定の生体について予め決定する。この対応関係は、たとえば図 4 に示すものであり、 $E_B P = \alpha \cdot P_M + \beta$ なる式により示される。但し、 α は傾きを示す定数、 β は切片を示す定数、 $E_B P$ は連続的に決定される推定血圧値である。

【0027】推定血圧値決定手段 7 6 は、上記圧脈波血圧対応関係決定手段 7 4 により決定された対応関係 $E_B P = f(P_M)$ から、圧脈波検出装置 3 8 により逐次検出される圧脈波の大きさ P_M に基づいて、推定血圧値 $E_B P$ (最高血圧値 $E_B P_{sys}$ 、E 最低血圧値 $E_B P_{DIA}$) を逐次決定し、その決定した推定血圧値 $E_B P$ を表示器 3 6 に連続的にトレンド表示させる。上記カフ圧制御手段 7 0、基準血圧測定手段 7 2、圧脈波検出装置 3 8、圧脈波血圧対応関係決定手段 7 4、推定血圧値決定手段 7 6 が、生体の血圧値を非侵襲で脈拍に同期して連続的に測定する連続血圧測定手段 7 8 として機能している。

【0028】脈拍数算出手段 8 0 は、たとえば圧脈波検出装置 3 8 から出力される圧脈波の周期に基づいて、生体の脈拍数 P_R をその脈拍周期に同期して連続的に算出する。労作強度値算出手段 8 2 は、その脈拍数算出手段 8 0 により算出された脈拍数 P_R と前記連続血圧測定手段 7 8 により測定された推定血圧値 $E_B P$ (たとえば $E_B P_{sys}$) との積である労作強度値 $P_R P (= P_R \times E_B P_{sys} : PressureRate Product)$ を、脈拍周期に同期して逐次算出する。

【0029】負荷上昇手段 8 4 は、エルゴメータ 6 を用いた生体の運動期間の初期において、たとえば図 5 の t_0 乃至 t_2 に示す初期区間においてその生体に付与する負荷を上昇させる。たとえば、負荷上昇手段 8 4 は、前記生体に対する負荷を所定の速度で連続的に上昇させる。或いは、負荷上昇手段 8 4 は、前記生体に対する負荷を、所定の上昇幅で上昇させた後にその値を所定期間維持することを繰り返しながら段階的に上昇させる。上記負荷の連続上昇速度或いは段階的上昇速度は、後述の折点の判定制度が維持される範囲で最も高い値に設定される。

【0030】交感神経活性度検出手段 8 6 は、生体の交感神経の活性度を検出する。たとえば、交感神経活性度検出手段 8 6 は、連続血圧測定手段 7 8 により 1 拍毎に測定される最高血圧値 $E_B P_{sys}$ の変動すなわち揺らぎを示す信号を周波数解析することにより、その信号成分

のなかで生体の交感神経の活性度に対応すると言わされている周波数帯、すなわち図 6 に示すように呼吸周波数 ($0.2 \sim 0.25 Hz$ 程度) よりも充分に低い周波数帯たとえば呼吸周波数の $1/4$ 乃至 $1/2$ の周波数帯或いは $0.04 Hz$ 乃至 $0.15 Hz$ の周波数帯の信号強度 $S_B P_{LF}$ を算出する。

【0031】副交感神経活性度検出手段 8 8 は、生体の副交感神経の活性度を検出する。たとえば、副交感神経活性度検出手段 8 8 は、圧脈波検出装置 3 8 により 1 拍毎に検出される圧脈波の間隔 (周期) の変動すなわち揺らぎを示す信号を周波数解析することにより、その信号成分のなかで生体の副交感神経の活性度に対応すると言わされている周波数帯、すなわち図 7 に示すように呼吸周波数を充分に含む周波数帯たとえば $0.15 Hz$ 乃至 $0.4 Hz$ の周波数帯の信号強度 P_P_{HF} を算出する。

【0032】神経活性度判定手段 9 0 は、上記負荷上昇手段 8 4 により生体に付与する負荷が上昇させられる過程で、たとえば上記呼吸周波数よりも充分に低い周波数帯の信号強度 $S_B P_{LF}$ と呼吸周波数を含む周波数帯の信号強度 P_P_{HF} との積 ($S_B P_{HF} \times P_P_{HF}$) が、負荷上昇手段 8 4 により生体の負荷が上昇させられる過程で最小となったか否かに基づいて、副交感神経の活性度に対して交感神経の活性度が優位となったか否かを判定する。上記呼吸周波数を含む周波数帯の信号強度 P_P_{HF} に対して呼吸周波数よりも充分に低い周波数帯の信号強度 $S_B P_{LF}$ が優位となる時点は、図 8 において、2 点鎖線に示すそれらの積 ($S_B P_{HF} \times P_P_{HF}$) が最小となる性質を利用して判定されるのである。なお、図 8 において、実線は交感神経の活性度に対応する信号強度 $S_B P_{LF}$ を示し、1 点鎖線は副交感神経の活性度に対応する信号強度 P_P_{HF} を示している。

【0033】最適負荷決定手段 9 2 は、上記神経活性度判定手段 9 0 によって生体の副交感神経の活性度に対して交感神経の活性度が優位となったと判定されたときの生体の負荷すなわち神経活性度反転運動負荷 ($P_R P_{M1}$) に基づいて、最適負荷を決定する。この最適負荷は、負荷制御の目標値である目標負荷であって、エルゴメータ (運動負荷装置) 6 の負荷 (ワット数)、負荷の大きさに応じて生体に現れる心 (脈) 拍数、血圧値、心拍数と血圧値との積であるダブルプロダクト値などにより示されるが、本実施例では、目標労作強度 $P_R P_M$ で示される。このため、上記最適負荷決定手段 9 2 は、目標負荷決定手段或いは目標労作強度決定手段とも称され得る。

【0034】好適には、上記最適負荷決定手段 9 2 は、折点判定手段 9 4 により初期負荷上昇手段 8 4 による負荷の上昇に伴う生体の労作強度値 $P_R P$ の増加の折点 F が判定されると (図 5 の t_1 時点)、その折点 F の発生時点すなわち図 5 の t_1 時点に対応する労作強度値 $P_R P_F$ を折点運動負荷 ($P_R P_{M2}$) として決定し、上記神

経活性度反転運動負荷 ($P_{RP_{M1}}$) および折点運動負荷 ($P_{RP_{M2}}$) の平均値を目標労作強度 P_{RP_M} として決定する。図5の t_2 時点はこの状態を示している。

【0035】運動負荷調節手段96は、負荷上昇手段84により負荷が上昇させられる初期負荷上昇区間において、上記最適負荷決定手段92により目標労作強度 P_{RP_M} が決定されると、その負荷上昇手段84による負荷の上昇を停止させた後、それに引き続いて直ちに、上記目標労作強度値 P_{RP_M} に実際の労作強度 P_{RP} が追従するように前記エルゴメータ6の負荷を調節する。図5の t_2 乃至 t_3 区間はこの状態を示している。なお、図5の破線は、上記初期負荷上昇手段84の上昇が停止されず、連続して負荷が上昇させられた場合の労作強度値 P_{RP} の増加方向を示している。

【0036】運動負荷終了判定手段98は、生体に運動負荷が付与されてからの経過時間 T_{EL} が、たとえば運動処方に従って生体を運動させるために予め設定された判断基準時間 T_s に到達したことに基づいてその生体に対する運動負荷の付与の終了を判定する。運動負荷終了処理手段100は、その運動負荷終了判定手段98により生体に対する運動負荷の付与の終了が判定されると、その生体に対する運動負荷を予め設定された軽減手順で軽減する。この軽減手順は、予め設定された順序で負荷が段階的に軽減されか、或いは、予め設定された減少速度で連続的に減少させられる。図5の t_3 乃至 t_4 区間はこの状態を示している。

【0037】図9は、上記電子制御装置28の制御作動の要部を説明するフローチャートである。図のステップS1(以下、ステップを省略する。)では、図示しない操作釦の操作によって運動負荷装置の起動が行われたか否かが判断される。このS1の判断が否定された場合は待機させられるが、肯定された場合は、エルゴメータ6を用いて生体が運動を開始した状態であるので、先ず、前記折点判定手段94に対応するS2において運動負荷とともに増加する労作強度 P_{RP} の折点Fが発生したか否かが判断され、そのS2の判断が肯定された場合には、前記神経活性度判定手段90に対応するS3において副交感神経の活性度に対して交感神経の活性度が優位となったか否か、すなわち負荷上昇手段84により生体に付与する負荷が上昇させられる過程で、たとえば上記呼吸周波数よりも充分に低い周波数帯の信号強度 $S_{BP_{LF}}$ と呼吸周波数を含む周波数帯の信号強度 $P_{PP_{HF}}$ との積 ($S_{BP_{HF}} \times P_{PP_{LF}}$) が、負荷上昇手段84により生体の負荷が上昇させられる過程で最小となったか否かが判断される。当初は、それらS2およびS3の判断が否定されるので、前記負荷上昇手段84に対応するS4において、図5の t_0 乃至 t_2 の初期負荷上昇区間に示すように、運動負荷が所定の速度で連続的に上昇させられる。

【0038】次いで、S5において、生体の脈拍数 P_R

および推定血圧値 $E_{BP_{sys}}$ が読み込まれた後、前記労作強度値算出手段82に対応するS6において労作強度値 P_{RP} が算出される。この労作強度値 P_{RP} は、心筋の負荷の指標として用いられるものであり、酸素消費量に相關するものである。また、交感神経活性度検出手段86および副交感神経活性度検出手段88に対応するS7において、連続血圧測定手段78により1拍毎に測定される最高血圧値 $E_{BP_{sys}}$ の変動すなわち揺らぎを示す信号を周波数解析することにより、その信号成分のなかで生体の交感神経の活性度に対応すると言われている周波数帯、すなわち呼吸周波数よりも充分に低い周波数帯たとえば呼吸周波数の $1/4$ 乃至 $1/2$ の周波数帯あるいは 0.04 Hz 乃至 0.15 Hz の周波数帯の信号強度 $S_{BP_{LF}}$ が算出されるとともに、圧脈波検出装置38により1拍毎に検出される圧脈波の間隔(周期)の変動すなわち揺らぎを示す信号を周波数解析することにより、その信号成分のなかで生体の副交感神経の活性度に対応すると言われている周波数帯、すなわち呼吸周波数を充分に含む周波数帯たとえば 0.15 Hz 乃至 0.4

20 Hz の周波数帯の信号強度 $P_{PP_{HF}}$ が算出される。さらに、S8において、上記呼吸周波数よりも充分に低い周波数帯の信号強度 $S_{BP_{HF}}$ と呼吸周波数を含む周波数帯の信号強度 $P_{PP_{HF}}$ との積 ($S_{BP_{HF}} \times P_{PP_{HF}}$) が算出される。

【0039】そして、S9において、神経活性度反転運動負荷 ($P_{RP_{M1}}$) および折点運動負荷 ($P_{RP_{M2}}$) が既に決定されたか否かが判断される。当初はそのS9の判断が否定されるので、S2以下が繰り返し実行される。このようにS2以下が繰り返し実行されるうち、運動負荷とともに増加する労作強度 P_{RP} の折点Fが発生して折点判定手段94に対応するS2の判断が肯定されると、S10において、折点F発生時の労作強度 P_{RP} が折点運動負荷 $P_{RP_{M2}}$ として決定される。また、呼吸周波数よりも充分に低い周波数帯の信号強度 $S_{BP_{HF}}$ と呼吸周波数を含む周波数帯の信号強度 $P_{PP_{LF}}$ との積 ($S_{BP_{HF}} \times P_{PP_{LF}}$) の最小値が発生すると、すなわち副交感神経の活性度に対して交感神経の活性度が優位になると、神経活性度判定手段90に対応するS3の判断が肯定されるので、S11において、そのときの労作強度 P_{RP} が神経活性度反転負荷 $P_{RP_{M1}}$ として決定される。

【0040】以上のようにして折点運動負荷 $P_{RP_{M2}}$ および神経活性度反転負荷 $P_{RP_{M1}}$ が決定されてS9の判断が肯定されると、S12乃至S14が実行されることにより、前記負荷上昇手段84に対応するS2による負荷上昇が停止される。すなわち、先ず、前記最適負荷決定手段92に対応するS12において、たとえば上記折点運動負荷 $P_{RP_{M2}}$ および神経活性度反転負荷 $P_{RP_{M1}}$ の平均値が最適負荷すなわち目標労作強度 P_{RP_M} として決定される。続くS13では、経過時間 T_{EL} を計数するためのカウンタ $C_{T_{EL}}$ の計数が開始されるとともに、

前記運動負荷調節手段90に対応するS14では、たとえば図10に示す運動負荷調節ルーチンが実行されることにより、上記目標労作強度PRP_Mに実際の労作強度PRPが追従するようにエルゴメータ6の負荷が調節される。

【0041】図10のSB1およびSB2では、1拍毎に決定される推定血圧値EBP_{SYS}および脈拍数PRが読み込まれ、前記労作強度値算出手段82に対応するSB3では、それら推定血圧値EBP_{SYS}および脈拍数PRに基づいて実際の労作強度値PRPが算出される。次いで、SB4では、前記S6において決定された目標労作強度値PRP_Mが読み込まれる。そして、SB5乃至SB8において、実際の労作強度値PRPが目標労作強度値PRP_Mと一致するようにエルゴメータ6の電磁ブレーキ68が制御される。すなわち、SB5では、実際の労作強度値PRPが目標労作強度値PRP_Mを上回ったか否かが判断される。このSB5の判断が否定された場合には、実際の労作強度値PRPが未だ目標労作強度値PRP_Mに到達していないので、SB6において、前回のサイクルにおける電磁ブレーキ68の仕事(消費した運動エネルギー)Wに所定の変化値△Wを加算することにより増加させられるが、上記SB5の判断が肯定された場合は、実際の労作強度値PRPが目標労作強度値PRP_Mを上回っているので、SB7において、前回のサイクルにおける電磁ブレーキ68の仕事Wから所定の変化値△Wを差し引くことにより減少させられる。そして、SB8では、上記のようにして変化させられた仕事Wが電磁ブレーキ68により行われるように、その励磁コイルの励磁電流すなわち電磁ブレーキ68の制動トルクが調節される。

【0042】続いて、SB9では、生体の異常が判定される。たとえば、脈拍数算出手段80により算出された脈拍数PRが予め設定された判断基準値を超えたか否かが判断される。上記SB9の判断が肯定された場合は、SB10において生体の異常を示す異常表示が表示器32において行われるとともに、SB11N1おあいて電磁ブレーキ68の仕事Wすなわちエルゴメータ6の回転抵抗が零とされ、本ルーチンおよび図7のルーチンが終了させられる。しかし、上記SB9の判断が否定される場合は、本ルーチンが終了させられ、図7のS9以下が実行される。

【0043】図9に戻って、前記運動負荷終了判定手段98に対応するS9では、前記経過時間T_{EL}が、たとえば運動処方に従って生体を運動させるために予め設定された判断基準時間T_sに到達したか否かが判断される。当初はこのS9の判断が否定されるので、S10においてカウンタCT_{EL}の計数内容T_{EL}に「1」が加算されることによりその計数内容T_{EL}が更新された後、前記S.8以下が繰り返し実行される。しかし、上記S9の判断が肯定されると、前記運動負荷終了処理手段100に対応

するS11において、運動負荷終了処理すなわちクリングダウンが実行され、生体に付与されていた負荷が所定の軽減手順で軽減される。図5のt₃乃至t₄区間はこの状態を示している。

【0044】上述のように、本実施例によれば、負荷上昇手段84(S4)により生体に付与される運動負荷が増加させられる過程で、神経活性度判定手段90(S3)により副交感神経の活性度に対して交感神経の活性度が優位となったと判定されると、最適負荷決定手段92(S12)により、そのときの生体の負荷すなわち神経活性度反転運動負荷PRP_{M1}に基づいて最適負荷PRP_Mが決定される。そして、運動負荷調節手段96(S14)によってその最適負荷PRP_Mが生体に与えられるようにエルゴメータ6の負荷が制御される。すなわち、エルゴメータ6を用いた生体の運動に際して、その生体毎の最適な負荷が確実に決定されるのである。

【0045】また、本実施例では、生体の血圧値EBP_{SYS}および脈拍数PRの積である労作強度値PRPを算出する労作強度値算出手段82(S6)と、折点運動負荷PRP_{M2}を決定するために負荷上昇手段84(S4)による生体の負荷上昇に伴う労作強度値PRPの増加の折点Fを判定する折点判定手段94とが設けられ、前記最適負荷決定手段92(S12)は、神経活性度反転運動負荷PRP_{M1}と折点運動負荷PRP_{M2}に基づいて最適負荷PRP_Mを決定するものである。具体的には、上記最適負荷決定手段92は、神経活性度反転運動負荷PRP_{M1}と折点運動負荷PRP_{M2}との平均値を算出し、その平均値から最適負荷PRP_Mを決定するものである。このようにすれば、神経活性度反転運動負荷PRP_{M1}だけから最適負荷を決定する場合に比較して、最適負荷PRP_Mの算出精度が高められ、運動の効率が一層高められる。

【0046】また、本実施例では、最適負荷決定手段92(S12)により最適負荷PRP_Mが決定されると、負荷上昇手段84(S4)による負荷の上昇を停止させ、その最適負荷PRP_Mに実際の運動負荷PRPが追従するようにエルゴメータ6の負荷を調節する運動負荷調節手段96(S14)が、設けられていることから、個々の生体に最大まで負荷を与えることがないので、生体の運動の実行毎に、生体にそれほど負担を強いることなく最適負荷が決定される利点がある。特に、疾患有する生体に対しても運動負荷療法が可能となるとともに、その日の体調に適合した最適負荷で無酸素運動の初期或いは有酸素運動の最大強度で運動が可能となる。

【0047】また、本実施例では、交感神経活性度検出手段86(S7)は、生体の血圧値変動の周波数成分のうちその生体の呼吸周波数よりも充分に低い周波数帯の低周波帯信号強度SBP_{LF}を検出するものであり、副交感神経活性度検出手段88(S7)は、生体の脈拍周期変動の周波数成分のうちその生体の呼吸周波数を含む周

波数帯の呼吸周波帯信号強度 $P P_{HF}$ を検出するものであり、神経活性度判定手段 90 は、それら低周波帯信号強度 $S B P_{LF}$ と呼吸周波帯信号強度 $P P_{HF}$ との積が最小となつたときに、副交感神経の活性度に対して交感神経の活性度が優位となつたと判定するものである。このようにすれば、最適負荷の決定が確実に行われる利点がある。

【0048】また、本実施例の負荷上昇手段 84 (S 4) は、生体の運動の初期区間において生体に対する負荷を所定の速度で連続的に上昇させるものであることから、その初期区間において生体に付与する負荷が予め設定された速度で時間の経過に伴つて増加させられるので、段階的に上昇させられる場合に比較して、負荷の段階的に上昇に対応する労作強度の段階的上昇がなく、折点の判定が容易となる利点がある。

【0049】また、本実施例では、負荷上昇手段 84 (S 4) により生体の運動期間の初期区間においてその生体に付与する負荷が上昇させる過程で、前記最適負荷決定手段 92 (S 12) により最適負荷（目標負荷）である目標労作強度値 $P R P_M$ が決定されると、運動負荷調節手段 96 (S 14) により、負荷上昇手段 84 による負荷の上昇が停止させられ、その目標労作強度値 $P R P_M$ に実際の労作強度 $P R P$ が追従するようにエルゴメータ 6 の負荷が調節されるので、生体の運動の実行毎に、生体にそれほど負担を強いることなく最適な目標負荷が決定され、その目標負荷が付与されるように運動負荷装置の負荷が制御される。また、このように、個々の生体に最大まで負荷を与えることがないので、生体に苦痛を強いることがなく、疾患を有する生体に対しても運動療法が可能となるとともに、生体が運動を行う日の体調に適合した最適の負荷すなわち無酸素運動の初期或いは有酸素運動の最大強度の運動が付与される。

【0050】また、本実施例の運動負荷装置の制御装置には、生体に運動負荷が付与されてからの経過時間 T_{EL} が予め設定された判断基準時間 T_s に到達したことに基づいてその生体に対する運動負荷の付与の終了を判定する運動負荷終了判定手段 92 (S 9) と、その運動負荷終了判定手段 92 により前記生体に対する運動負荷の付与の終了が判定されると、その生体に対する運動負荷を予め設定された軽減手順で軽減する運動負荷終了処理手段 94 (S 11) とが含まれる。このため、運動負荷終了判定手段 92 により生体に対する運動負荷の付与が終了したことが判定されると、運動負荷終了処理手段 94 により、その生体に対する運動負荷が予め設定された軽減手順で自動的に軽減されるので、クーリングダウンの不足に起因する不都合が生体に発生することが解消される。

【0051】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0052】たとえば、前述の実施例の最適負荷決定手段 92 においては、最適（目標）負荷として目標労作強度 $P R P_M$ を決定していたが、目標心拍数 $P R_M$ 、目標血圧値 $B P_M$ などの他の生体最適負荷を示す量が決定され、運動負荷調節手段 96 はその目標心拍数 $P R_M$ 、目標血圧値 $B P_M$ などの他の生体最適負荷と実際の運動負荷とが一致するようにエルゴメータ 6 の負荷を調節するものであっても差し支えない。

【0053】また、前述の実施例では、最適負荷決定手段 92 により決定された目標労作強度 $P R P_M$ が運動負荷調節手段 96 の目標値として自動的に設定されていたが、最適負荷決定手段 92 により決定された目標労作強度 $P R P_M$ を生体が手動にて設定入力するものであっても差し支えない。

【0054】また、前述の実施例の最適負荷決定手段 92 は、神経活性度反転運動負荷 $P R P_{M1}$ と折点運動負荷 $P R P_{M2}$ との平均値を算出し、その平均値から最適負荷 $P R P_M$ を決定するものであったが、生体の年齢、性別、運動能力の関数である補正值を用いて神経活性度反転運動負荷 $P R P_{M1}$ を所定の補正演算をすることにより、神経活性度反転運動負荷 $P R P_{M1}$ に基づいて最適負荷 $P R P_M$ を決定してもよい。

【0055】また、前述の実施例においては、神経活性度反転運動負荷 $P R P_{M1}$ および折点運動負荷 $P R P_{M2}$ や、脈拍数 $P R$ および推定血圧値 $E B P$ が 1 拍毎に決定され、S 9 によって神経活性度反転運動負荷 $P R P_{M1}$ および折点運動負荷 $P R P_{M2}$ が決定されたか否かが 1 拍毎に判定されていたが、必ずしも 1 拍毎でなくてもよく、所定の拍数或いは時間毎に算出されるものでもよいのである。

【0056】また、前述の実施例の負荷上昇手段 84 は、生体の運動期間の初期において運動負荷を時間の経過とともに連続的に増加させるものではなく、所定の上昇幅で上昇させた後にその値を所定期間維持することを繰り返しながら段階的に上昇させるものでもよい。このようにすれば、生体に対する負荷が一定であるときに折点が判定されるので、生体の反応に起因する労作強度の遅れが少なくなる利点がある。

【0057】また、前述の基準血圧決定手段 72 は、カフ圧が徐々に降下させられる過程のカフ脈波の変化に基づいて基準血圧値を決定するものであったが、徐々に昇圧させられる過程のカフ脈波の変化に基づいて基準血圧値を決定するものであってもよい。また、その基準血圧決定手段 72 は、所謂オシロメトリック法に従い、カフ 10 の圧迫圧力に伴つて変化する圧脈波の大きさの変化状態に基づいて血圧値を決定するものであったが、カフ 10 の圧迫部から発生するコロトコフ音の発生および消滅に基づいて生体の血圧値を測定するものであっても差し支えない。

【0058】また、前述の実施例では、運動負荷装置と

してエルゴメータ6が用いられていたが、それに代えて、たとえば図11に示すようなトレッドミル110が用いられ得る。このトレッドミル110は、基台112に設けられた無端ベルト114が電動モータ116によって回転駆動されるようになっており、無端ベルト114上に位置する生体が走行させられることにより運動負荷が与えられるようになっている。この電動モータ116は、たとえば前記電子制御装置28からの指令に従つてその回転速度を変化させることにより生体の走行運動の負荷を変化させられる。

【0059】その他、本発明はその主旨を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例である運動負荷装置の制御装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図1の実施例の圧脈波センサおよび押圧力制御装置を詳しく説明する図である。

【図3】図1の実施例において、電子制御装置の制御機能の要部を説明する機能プロク線図である。

【図4】図3の圧脈波心血圧対応関係決定手段により決定される対応関係を例示する図である。

【図5】図1の実施例において、電子制御装置により制御される運動負荷を示すタイムチャートである。

【図6】図3の交感神経活性度検出手段86により検出される、呼吸周波数よりも充分に低い周波数帯の信号強度SBP_{LF}を含む連続血圧値のゆらぎの周波数スペクト

ルを示す図である。

【図7】図3の副交感神経活性度検出手段88により検出される、呼吸周波数を含む周波数帯の信号強度PP_{HF}を含む脈拍周期のゆらぎの周波数スペクトルを示す図である。

【図8】副交感神経活性度に対する交感神経活性度の優位を判定する作動を説明するために、図6の信号強度SBP_{LF}および図7の信号強度PP_{HF}とそれらの積との関係を示す図である。

【図9】図1の実施例において、電子制御装置の制御作動の要部を説明するフローチャートである。

【図10】図9のステップS14の運動負荷フィードバック制御を詳しく説明するフローチャートである。

【図11】本発明の他の実施例における運動負荷装置であるトレッドミルを説明する図である。

【符合の説明】

6：エルゴメータ（運動負荷装置）

8 2：労作強度値算出手段

8 4：負荷上昇手段

8 6：交感神経活性度検出手段

8 8：副交感神経活性度検出手段

9 0：神経活性度判定手段

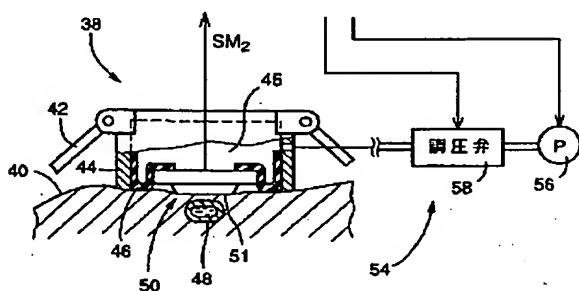
9 2：最適負荷決定手段

9 4：折点判定手段

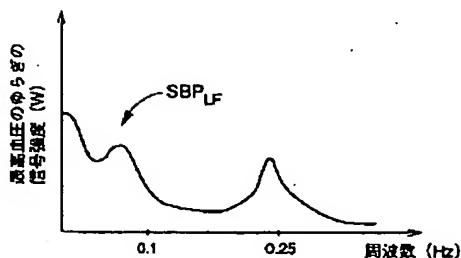
9 6：運動負荷調節手段

110：トレッドミル（運動負荷装置）

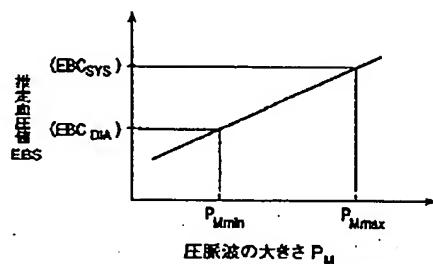
【図2】



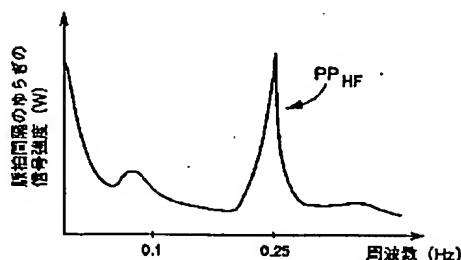
【図6】



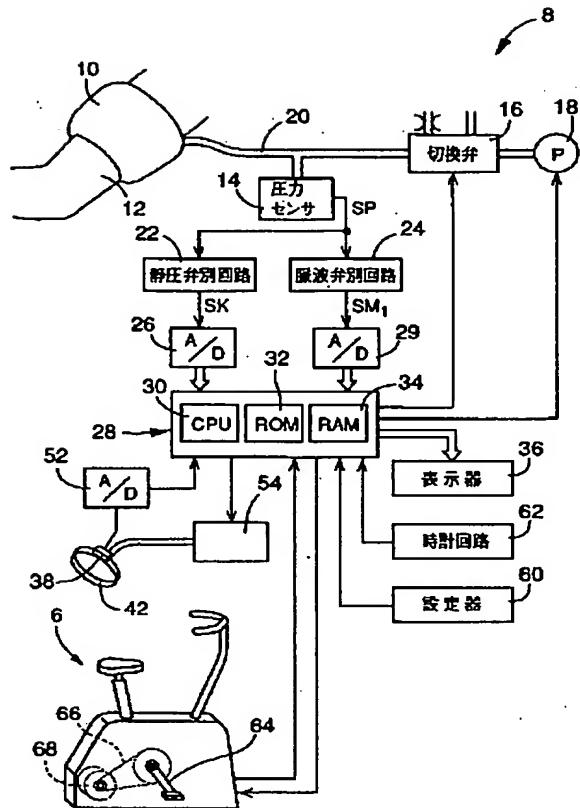
【図4】



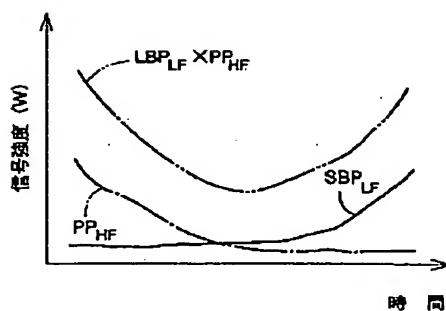
【図7】



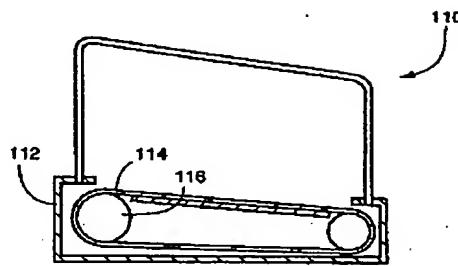
【図1】



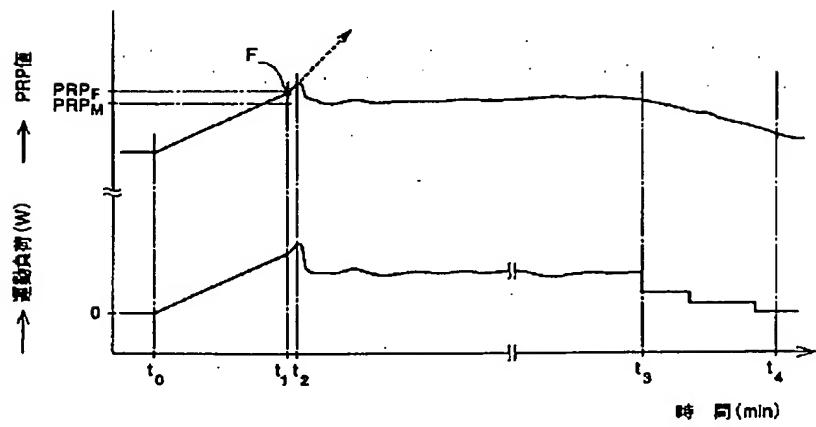
【図8】



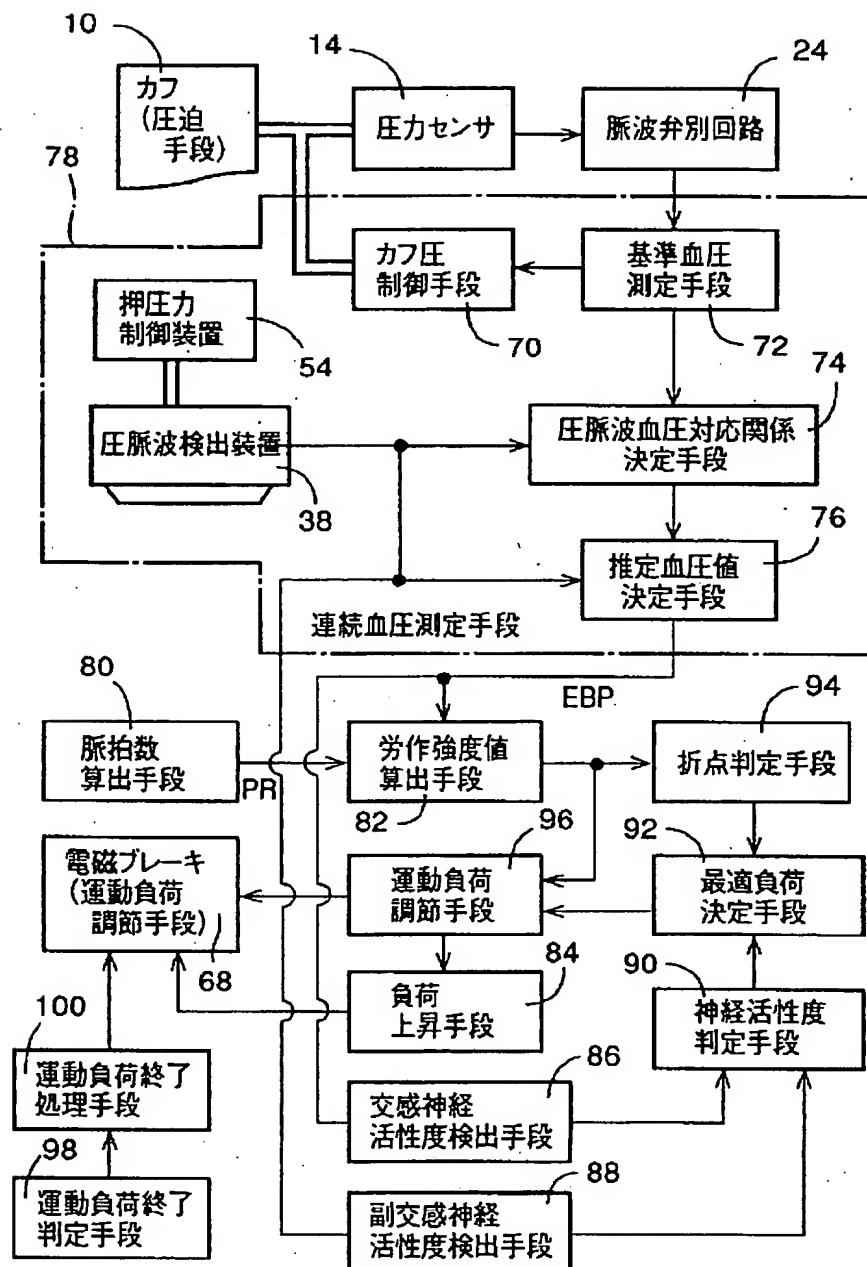
【図11】



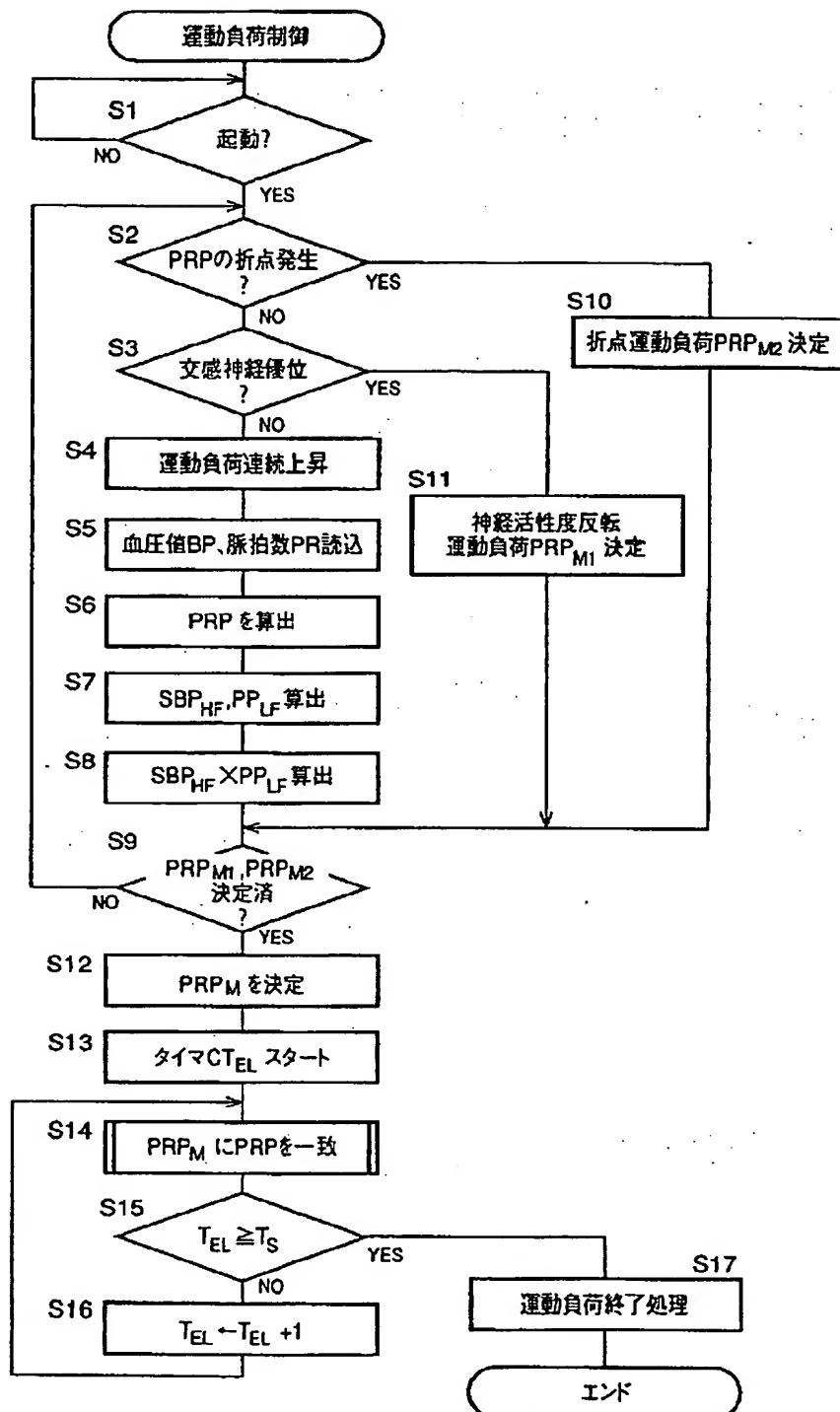
【図5】



【図3】



【図9】



【図10】

